

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-065690

(43)Date of publication of application : 05.03.2002

(51)Int.Cl.

A61B 18/12

(21)Application number : 2000-252831

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 23.08.2000

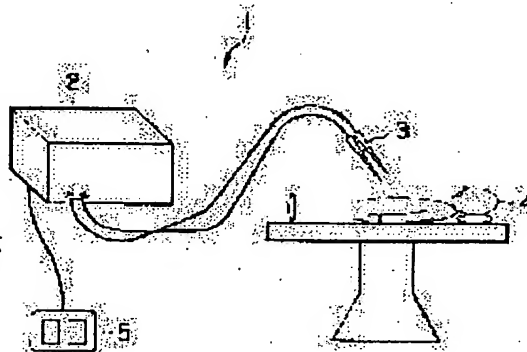
(72)Inventor : HARANO KENJI
OYAMA MASAHIRO
HIJII KAZUYA
HATTA SHINJI
YAMAUCHI KOJI

(54) ELECTROSURGICAL DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an electrosurgical device capable of reliably coagulating living tissue, preventing carbonization and reducing the adhesion of the tissue to an electrode by controlling a high-frequency current.

SOLUTION: This electrosurgical device 1 is provided with a high-frequency current generating means 7, 8 and 9 composed of a high frequency current generating circuit 7, a waveform circuit 8 and an output transformer 9, an output changing means 6 for changing the output of the high-frequency current, a coagulated state judging means 10, 11, 12 and 13 for judging the coagulated state of the living tissue, and a control means 13 for controlling the changing means 6 so as to allow the output of the high-frequency current to vary and permit the high-frequency current to repeat the output/halt and supplying the high-frequency current to an electrode 3 for treatment. The control means 13 allows the halting of the high-frequency current by the changing means 6, which is determined according to organism information (tissue impedance, tissue temperature, or the like) from the judging means 10, 11, 12 and 13.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 30.05.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-65690
(P2002-65690A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テマコード(参考)

A 6 1 B 18/12

A 6 1 B 17/39

3 1 0

4 C 0 6 0

3 2 0

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 12 頁)

(21)出願番号 特願2000-252831(P2000-252831)

(22)出願日 平成12年8月23日(2000.8.23)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 原野 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大山 雅英

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

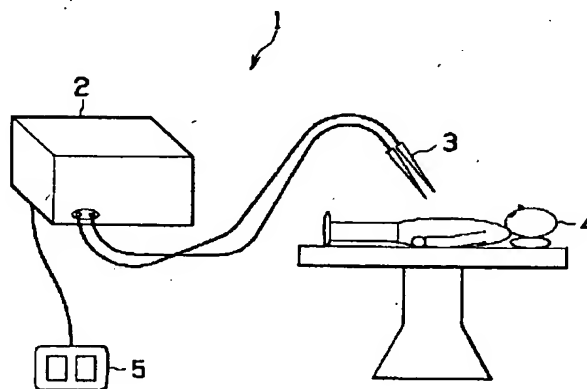
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電気手術装置

(57)【要約】

【課題】高周波電流を制御することによって、生体組織の確実な凝固を行い、炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減できる電気手術装置を提供すること。

【解決手段】電気手術装置1は、高周波電流発生回路7と波形回路8と出力トランス9からなる高周波電流発生手段(7, 8, 9)と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段(6)と、生体組織の凝固状態を判断する凝固状態判断手段(10, 11, 12, 13)と、前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段6を制御するもので、前記高周波電流が出力/一時停止を繰り返す様に前記出力変更手段6を制御し、処置用電極3に前記高周波電流を供給する制御手段(13)とを具備し、制御手段13は、前記出力変更手段6による前記高周波電流の一時停止を、前記凝固状態判断手段(10, 11, 12, 13)からの生体情報(組織インピーダンス、組織温度など)に基づいて決定するようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、

前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、
生体組織の凝固状態を判断する凝固状態判断手段と、
前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御するもので、前記高周波電流が出力／一時停止を繰り返す様に前記出力変更手段を制御し、手術具に前記高周波電流を供給する制御手段とを有し、
前記制御手段は、前記出力変更手段による前記高周波電流の一時停止を、前記凝固状態判断手段からの情報により決定することを特徴とする電気手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、電気手術装置、更に詳しくは高周波電流の出力制御部分に特徴のある電気手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、電気メス等の電気手術装置は、外科手術あるいは内科手術で生体組織の切開や凝固、止血等の処置を行う際に用いられる。この様な電気手術装置には、高周波焼灼電源と、この高周波焼灼電源に接続される処置具が設けられており、処置具を患者に接触させて高周波焼灼電源から高周波電流を供給することで上記処置を行う。

【0003】上述した電気手術装置は従来より種々提案されており、例えば特開平8-98845号公報では、凝固する組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を防止するため、凝固の終了を組織インピーダンスより判定し、高周波出力を停止する技術が示されている。

【0004】また、特開平10-225462号公報の電気手術装置では、特開平8-98845号公報と同様の目的を達成するため高周波出力を低下させる技術が示されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記特開平8-98845号公報、及び特開平10-225462号公報の電気手術装置では、凝固する組織の体積が極端に大きい場合、十分な凝固力を得るために高周波出力を上げる必要があり、完全に組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を防止することは出来なかった。

【0006】そこで、本発明は上記の問題に鑑み、高周波電流を制御することによって、生体組織の確実な凝固を行い、炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減できる電気手術装置を提供することを目的とするものである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明による電気手術装置は、高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、生体組織の凝固状態を判断する凝固状態判断手段と、前記高周

波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御するもので、前記高周波電流が出力／一時停止を繰り返す様に前記出力変更手段を制御し、手術具に前記高周波電流を供給する制御手段とを有し、前記制御手段は、前記出力変更手段による前記高周波電流の一時停止を、前記凝固状態判断手段からの情報により決定することを特徴とするものである。

【0008】本発明の電気手術装置では、高周波電流の出力／一時停止を繰り返し、更に高周波出力を生体組織状態によって停止するため、組織の温度を炭化が発生しない範囲に保ちつつ繰り返して高周波電流を投与できる。この結果確実に凝固を行い、炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減できる。

【0009】

【発明の実施の形態】発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

【第1の実施の形態】図1～図12に本発明による第1の実施の形態を示している。図1は電気手術装置の構成を示す構成図、図2は高周波焼灼電源の構成を示す構成図、図3は高周波焼灼電源の第1の作用を説明する説明図、図4は高周波焼灼電源の第2の作用を説明する説明図、図5は図2の制御回路の制御の流れを示すフローチャート、図6は高周波焼灼電源の第3の作用を説明する説明図、図7は高周波焼灼電源の第4の作用を説明する説明図、図8は高周波焼灼電源の第5の作用を説明する説明図、図9は高周波焼灼電源の第6の作用を説明する説明図、図10、図11は高周波焼灼電源の他の構成例を示す構成図、図12は高周波焼灼電源の第7の作用を説明する説明図である。

【0010】(構成)図1に示すように、本実施の形態の電気手術装置1は、高周波焼灼電源2を備え、高周波焼灼電源2は処置具(手術具)の一部としての電極3を介して患者4に接続される。また、高周波焼灼電源2にはフットスイッチ5が接続されている。なお、図1に示す電極3は一对の電極で構成されているが、処置用電極3としては、単極、多極、いずれの電極を用いても良い。

【0011】図2に示すように、高周波焼灼電源2には、直流電流を供給する電源回路6と、電源回路6からの直流電流を高周波電流に変換する高周波発生回路7と、高周波発生回路7に対して高周波電流の波形を指示する波形回路8と、高周波発生回路7からの高周波電流を電極3に出力する出力トランス9と、出力トランス9より出力される出力電流を検出する電流センサー10と、出力トランス9より出力される出力電圧を検出する電圧センサー11と、電流センサー10及び電圧センサー11の信号をデジタルデータに変換するA/Dコンバータ12と、A/Dコンバータ12からのデジタル化されたデータに基づいて電源回路6及び波形回路8を制御する制御回路13と、電流センサー10及び電圧センサー11からの検出信号に基づいて得られた生体情報(組

織インピーダンスや、組織温度など)を表示する表示回路(図示せず)とを備えて構成される。

【0012】上記構成で、高周波発生回路7、波形回路8及び出力トランス9は、高周波電流を発生するための高周波電流発生手段を構成している。制御回路13は、電源回路6による直流電流の供給のオン/オフを制御できる一方、波形回路8による高周波電流の波形を制御できる。従って、電源回路6は、直流電流の供給のオン/オフを制御されることで、高周波電流の出力を変更するための出力変更手段を構成している。電流センサー10と電圧センサー11とA/Dコンバータ12と制御回路13の一部とは、生体組織4aの生体情報を検出(測定)し、その検出結果に基づいて生体組織の凝固状態を判断するための凝固状態判断手段を構成している。また、制御回路13の一部は、高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御するもので、高周波電流が出力/一時停止を繰り返す様に前記出力変更手段を制御し、処置用電極3に高周波電流を供給するための制御手段を構成している。そして、この制御手段は、前記出力変更手段による高周波電流の一時停止を、前記凝固状態判断手段からの生体情報(組織インピーダンスや、組織温度など)に基づいて決定する機能を有している。

【0013】なお、本実施の形態では、生体情報としての組織インピーダンスとしては、電流センサ10からの電流検出データと電圧センサ11からの電圧検出データに基づいて制御回路13が一对の電極3間の生体組織4aのインピーダンスを測定することによって取得するようになっている。制御回路13では、測定した組織インピーダンスに基づいて生体組織4aの凝固状態を判断することが可能である。そして、制御回路13における組織インピーダンスの測定動作は、電流センサ10からの電流検出データと電圧センサ11からの電圧検出データに基づいて処置用電極3に高周波電流を出力中に行なっても良いし、高周波電流の一時停止中に行なっても良い。

【0014】(作用)生体組織4aに高周波電力を投与すると、加熱により組織4aはタンパク変性し、その後組織4a内の水分が蒸発することで乾燥して行く。この過程で組織4aは凝固される。組織4aが乾燥した後も高周波電力を投与し続けると、組織4aの炭化が発生し、組織4aの電極3への付着が生じる。組織4aの電極3への付着を防止するには、乾燥が発生した時点で高周波電力の供給を停止するべきである。

【0015】図3(a)に示すように、生体組織4aに対して投与する高周波電力は時間経過に関わらず常に一定とする。生体組織4aに一定高周波電力を投与し続けると、図3(b)に示すように、組織温度は組織の変性、乾燥に伴い徐々に上昇してゆく。一方、図3(c)に示すように、組織インピーダンスは、一旦減少した後

にはば一定の状態を経て組織の乾燥に伴い急激に上昇する。従来は、組織インピーダンスまたは組織温度から乾燥が生じたことが分かった時点で、高周波出力を停止する等の制御を行っていた。

【0016】ここで、高周波電力の供給を図4(a)に示した様に断続的に行うと、図4(b)、(c)に示すように時間経過に伴い一旦上昇した組織温度、組織インピーダンスは、高周波電力の停止に伴い低下する。ここで再度高周波電力を供給すると、再び組織温度、組織インピーダンスは上昇する。この過程を繰り返すことにより、組織の状態を変性、乾燥に止め、炭化を防止しながら、多くの高周波電力が投入できる。この結果、前述の従来の方法に比較し、より広範囲の組織を凝固することが可能となる。

【0017】更に、それぞれの出力で組織温度、組織インピーダンスにより凝固状態を判定し出力の一時停止を決定すれば、次回出力開始時に組織が過度に凝固されていて電力が有効に伝達できないといったことが無く、また組織の電極への付着を防止することができる。

【0018】次に、以上の生体組織の性質を利用した本実施の形態の作用について、図5を参照しながら説明する。

【0019】フットスイッチ5が踏まれると、制御回路13は図5に示すフローチャートに従って制御を開始する。

【0020】フットスイッチ5が踏まれると、制御回路13は、ステップS1で患者4の組織インピーダンスの最小値 Z_{min} を ∞ に、高周波の出力回数 N を0に設定する。次にステップS2で、出力回数 N をカウントアップし、ステップS3で高周波の出力を開始する。ステップS4で電流センサー10、電圧センサー11の信号をA/Dコンバータ12を介して取り込み、組織のインピーダンス Z を計算する。次にステップS5で、S4で計算した組織インピーダンス Z が最小値 Z_{min} より小さい場合は、ステップS6で最小値 Z_{min} を更新する。

【0021】ステップS7で、S4で計算した組織インピーダンス Z が $Z_{min} \times (1.2 + 0.1 \times N)$ より小さい場合S4から同様の処理を繰り返す。ここで最小値 Z_{min} は、フットスイッチ5が踏まれた後の組織インピーダンスの最小値である。S7で、S4で計算した組織インピーダンスが、 $Z_{min} \times (1.2 + 0.1 \times N)$ より大きければステップS8で出力を一時停止する。これは、組織インピーダンスの上昇より凝固状態を判定し、組織の過度の凝固、電極への付着を防止する為である。出力回数の増加に伴い、徐々に凝固の程度を強くしたいため、出力回数に従い閾値を上げていく。この後、一時停止時間が例えば一秒等予め定められた所定時間が経過したかをステップS9で判断する。S9で所定時間経過後、ステップS10で出力回数が予め定められた所定値を超えたか判断し、所定回数以内の場合は上記ステップ

S2から同様の処理を繰り返す。S10で所定回数を超えた場合は、ステップS11で出力を停止する。

【0022】図6に上記図5のように制御を行った場合の、時間経過に対する、(a)出力電力と(b)組織インピーダンスの変化の様子を示す。

【0023】尚、上記実施の形態(図5、図6)に示した $Z_{min} \times (1.2 + 0.1 \times N)$ という判断条件の式に代わりに他の式を用いてもよい。このような判断条件を表す式は、凝固の程度によって複数個の式が装置内に記憶されており、ユーザーが電気手術装置の図示しない操作パネルより選択するように構成できる。

【0024】即ち、上記実施の形態(図5、図6)では、フットスイッチ5が踏まれた後の組織インピーダンスの最小値 Z_{min} を基に出力一時停止を判断したが、図7に示すように、それぞれの出力回における組織インピーダンスの最小値 Z_{min_1} 、 Z_{min_2} 、 Z_{min_3} ……を基に出力一時停止を判断しても良い。図7(a)、

(b)にこのように制御を行った場合の(a)出力電力と(b)組織インピーダンスの変化の様子を示す。この場合の制御回路13のフローチャートも図5と同様であるが、ステップS7で使用する判断条件の式は、 $Z > Z_{min_n} \times 1.3$ としている。但し、 n は出力回数1、2、3……である。

【0025】更に、図5のステップS7の判断条件として、 Z_{min_1} または Z_{min_n-1} と Z_{min_n} を比較し、その差が既定値を超えたか判断して出力を停止しても良い。

【0026】また、組織インピーダンスの最小値 Z_{min} の代わりに組織インピーダンスの初期値 Z_{ini} を基に出力一時停止の判断を行っても良い。図8(a)、(b)にこのように制御を行った場合の(a)出力電力と(b)組織インピーダンスの変化の様子を示す。この場合の制御回路13のフローチャートも図5と同様であるが、ステップS7で使用する判断条件の式は、 $Z > Z_{ini} \times (1.1 + 0.1 \times N)$ としている。 n は出力回数1、2、3……である。

【0027】更にそれぞれの出力回における組織インピーダンスの初期値 Z_{ini_1} 、 Z_{ini_2} 、 Z_{ini_3} ……を基に出力一時停止を判断しても良い。図9(a)、

(b)にこのように制御を行った場合の(a)出力電力と(b)組織インピーダンスの変化の様子を示す。この場合の制御回路13のフローチャートも図5と同様であるが、ステップS7で使用する判断条件の式は、 $Z > Z_{ini_n} \times 1.2$ としている。 n は出力回数1、2、3……である。

【0028】更に、図5のステップS7の判断条件として、 Z_{ini_1} または Z_{ini_n-1} と Z_{ini_n} を比較し、その差が既定値を超えたか判断して出力を停止しても良い。

【0029】図10、図11はそれぞれ高周波焼灼電源

の他の構成例を示している。

【0030】図10の構成は、図2の構成に対して、検知用高周波発生回路14と、そのための電源回路15とを追加することにより、生体組織の電気パラメータである組織インピーダンスを、処置用の高周波電流とは別の検知用高周波電流に基づいて測定することができ、より正確な高周波出力のオン/オフ制御を行うことができる。

【0031】図11の構成は、図2の構成に対して、温度センサー16を追加し、組織温度が、図12(b)に示すように120度などの所定の値 T_{th} に達した場合に図12(a)に示すように高周波出力を一時停止しても良い。

【0032】尚、高周波電流の出力/一時停止を繰り返す代わりに、設定に従った第1の出力と、それより小さい第2の出力を交互に出力しても同様の効果が得られる。

【0033】図5のステップS9で示した一時停止後の所定時間の設定は、ユーザーが所望の凝固状態に合わせて設定可能としても良く、また組織インピーダンス、組織温度によって変化させても良い。

【0034】更に、正確に測定が出来ない場合の為に、繰り返し回数 N に上限を設けても良く、所望の凝固状態が得られた後の無駄な出力を行わないために、出力と一時停止の繰り返しの組織インピーダンス、組織温度によって変化させても良い。

【0035】(効果)このように本実施例の形態では高周波電流の出力/一時停止を繰り返し、更に高周波出力を生体組織状態によって一時停止するため、組織の温度を炭化が発生しない範囲に保ちつつ繰り返して高周波電流を投与できる。この結果確実に凝固を行い、炭化、組織の電極への付着を防止できる。

【0036】〔第2の実施の形態〕図13～図19に本発明による第2の実施の形態を示す。図13は高周波焼灼電源2の構成を示す構成図、図14は図13の高周波焼灼電源2の第1の作用を説明する説明図、図15は高周波焼灼電源2の第2の作用を説明する説明図、図16は高周波焼灼電源2の第3の作用を説明する説明図、図17は高周波焼灼電源2の第4の作用を説明する説明図、図18は高周波焼灼電源2の第5の作用を説明する説明図、図19は高周波焼灼電源2の第6の作用を説明する説明図である。

【0037】第2の実施の形態の構成は、第1の実施例の形態と殆ど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付して説明は省略する。

【0038】(構成)本実施の形態では、図13に示すように、出力トランス9から出力される高周波電流を測定する電流センサー10のみで高周波出力を測定するものである。

【0039】図13の構成で、高周波発生回路7、波形

回路8及び出力トランス9は、高周波電流を発生するための高周波電流発生手段を構成している。制御回路13は、電源回路6による直流電流の供給のオン/オフを制御できる一方、波形回路8による高周波電流の波形を制御できる。従って、電源回路6は、直流電流の供給のオン/オフを制御されることで、高周波電流の出力を変更するための出力変更手段を構成している。電流センサー10とA/Dコンバータ12と制御回路13の一部とは、生体組織4aの生体情報を検出(測定)し、その検出結果に基づいて生体組織の凝固状態を判断するための凝固状態判断手段を構成している。また、制御回路13の一部は、高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段6を制御するもので、第1の出力と、前記第1の出力より小さい第2の出力を、交互に出力する様に前記出力変更手段6を制御し、処置用電極3に高周波電流を供給するための制御手段を構成している。そして、この制御手段は、前記出力変更手段6における高周波電流の前記第1、第2の出力の切り替えを、前記凝固状態判断手段からの生体情報(組織インピーダンスや、組織温度など)に基づいて決定する機能を有している。

【0040】なお、本実施の形態では、生体情報としては、電流センサー10からの電流検出データに基づいて制御回路13が一对の電極3における高周波電流値を測定することによって取得するようになっている。制御回路13では、測定した高周波電流値に基づいて生体組織4aの凝固状態を判断することが可能である。そして、制御回路13における高周波電流の測定動作は、電流センサー10からの電流検出データに基づいて行なうが、処置用電極3に第1の高周波電流を出力中に行なっても良いし、処置用電極3に第2の高周波電流を出力中に行なっても良い。

【0041】(作用)第1の実施の形態で述べた様に、組織4aの凝固が進むと、組織インピーダンスはそれに伴い変化する。組織インピーダンスが大きくなると高周波電流は減少するため、高周波電流は図14(c)に示した様に組織インピーダンス(図3(c)参照)とは逆の挙動を示す。図14(a)は、生体組織4aに対して投与する一定の高周波電力を示す。これは時間経過に関わらず常に一定とする。生体組織4aに一定高周波電力を投与し続けると、図14(b)に示すように、組織温度は組織の変性、乾燥に伴い序々に上昇してゆく。一方、図14(c)に示すように、高周波電流は、一旦上昇した後はほぼ一定の状態を経て組織の乾燥に伴い急激に下降する。

【0042】高周波電力の供給を図15(a)に示した様に断続的に行うと、図15(b)に示すように各出力で高周波電流は減少して行くが、高周波電力の供給を一時停止後再度出力を行うと、再び大きい高周波電流を流すことが可能になる。なお、組織温度は、図15(b)に示すように上昇していく(図4(b)の場合と同様で

ある)。

【0043】ここで、高周波電流、組織温度により凝固状態を判定しその判定結果に基づいて出力の一時停止を決定すれば、第1の実施の形態と同様に次の出力開始時に組織が過度に凝固されていて電力が有効に伝達できないといったことがなく、また組織の電極への付着を防止することができる。

【0044】以上の生体組織の性質を利用した、本実施の形態の作用について説明する。フットスイッチ5が踏まされると、第1実施の形態で出力/一時停止を繰り返した代わりに、制御回路13は設定に従った第1の出力と、それより小さい第2の出力を図16(a)に示すように交互に出力する。第2の出力は、実質的に生体組織4aの温度上昇を起こさない程度の出力である。第1の実施の形態で患者4の組織インピーダンスZとその最小値Zminを使用して出力一時停止の決定を行ったのと同様に、本実施の形態では図16(b)に示すように高周波電流Iとその最大値Imaxを使用して第1の出力から第2の出力への切り替えを決定する。

【0045】図16にこのように制御を行った場合の、時間経過に対する、(a)出力電力と(b)出力電流の変化の様子を示す。この場合図5のステップS7で使用した式は、凝固が進むと高周波電流値が低下することを利用し、 $I < I_{max} \times (0.9 - 0.1 \times N)$ としている。ここで、Imaxは出力開始後に検出される高周波電流Iの最大値である。

【0046】尚、第1の実施の形態と同様に、上記第2の実施の形態(図16)に示した $I_{max} \times (0.9 - 0.1 \times N)$ という判断条件の式に代わりに他の式を用いてもよい。このような判断条件を表す式は、凝固の程度によって複数の式が装置内に記憶されており、ユーザーが電気手術装置の図示しない操作パネルより選択するように構成できる。

【0047】即ち、上記実施の形態(図16)では、フットスイッチ5が踏まれた後の高周波電流の最大値Imaxを基に第1の出力から第2の出力への切り替えを判断したが、それぞれの出力回における高周波電流の最大値Imax_1、Imax_2、Imax_3……を基に出力一時停止を判断しても良い。図17(a)、(b)にこのように制御を行った場合の(a)出力電力と(b)高周波電流の変化の様子を示す。この場合の制御回路13のフローチャートも図5と同様であるが、ステップS7で使用する判断条件の式は、 $I < I_{max_n} \times 0.8$ としている。但し、nは出力回数1、2、3……である。

【0048】また、高周波電流の最大値Imaxの代わりに高周波電流の初期値Iiniを基に第1の出力から第2の出力への切り替えの判断を行っても良い。図18

(a)、(b)にこのように制御を行った場合の(a)出力電力と(b)高周波電流の変化の様子を示す。この場合の制御回路13のフローチャートも図5と同様であ

るが、ステップS7で使用する判断条件の式は、 $I < I_{ini} \times (0.9 - 0.1 \times N)$ としている。nは出力回数1、2、3……である。

【0049】更に、それぞれの出力回における高周波電流の初期値 I_{ini_1} 、 I_{ini_2} 、 I_{ini_3} ……を基に出力一時停止を判断しても良い。図19(a)、(b)にこのように制御を行った場合の(a)出力電力と(b)高周波電流の変化の様子を示す。この場合の制御回路13のフローチャートも図5と同様であるが、ステップS7で使用する判断条件の式は、 $I < I_{ini_n} \times 0.8$ としている。但し、nは出力回数1、2、3……である。

【0050】なお、生体情報としての高周波電流値を制御回路13で組織インピーダンスに変換すれば、図16～図19で説明した判断条件の式における高周波電流の最大値 I_{max} を組織インピーダンスの最小値 Z_{min} に置き換え図5～図9に示したような判断条件の式で表現することが可能である。

【0051】また、第1の実施の形態(図10)と同様に、図13の装置に対して、検知用高周波発生回路14と、そのための電源回路15を追加し、処置用高周波電流とは別の検知用高周波電流を測定することにより、高周波の第1出力と第2出力との切り替えを正確に制御することができる。

【0052】さらに、第1の実施の形態(図11)と同様に、温度センサーを追加し、組織温度が、図12に示したように、120度などの所定の値に達した場合に第1の出力と第2の出力の繰り返しを終了しても良い。

【0053】さらにまた、第1の実施の形態と同様に、出力と一時停止を繰り返すようにしても同様の効果が得られる。

【0054】(効果)このように本実施の形態では高周波電流の出力／一時停止を繰り返し、更に高周波出力を生体組織状態によって一時停止するため、組織の温度を炭化が発生しない範囲に保ちつつ繰り返して高周波電流を投与できる。この結果確実に凝固を行い、炭化、組織の電極への付着を防止できる。

【0055】更に、本第2の実施の形態では、電流センサーのみで制御を行うので、装置の構成が複雑にならず、安価に構成できる。

【0056】〔付記〕

〔付記1〕高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、生体組織の凝固状態を判断する凝固状態判断手段と、前記高周波電流の出力を変変させるように前記出力変更手段を制御するもので、前記高周波電流が出力／一時停止を繰り返す様に前記出力変更手段を制御し、手術具に前記高周波電流を供給する制御手段とを有し、前記制御手段は、前記出力変更手段における前記高周波電流の一時停止を、前記凝固状態判断手段からの情報により決定することを特徴とする電気手術装置。

【0057】〔付記2〕前記凝固状態判断手段からの情報を表示する付記1に記載の電気手術装置。

【0058】〔付記3〕前記凝固状態判断手段が、生体情報を基に凝固状態を判断する付記1に記載の電気手術装置。

【0059】〔付記4〕前記凝固状態判断手段が、繰り返し回数を基に組織の凝固状態を判断する付記1に記載の電気手術装置。

【0060】〔付記5〕前記凝固状態判断手段が、繰り返し回数と生体情報を基に組織の凝固状態を判断する付記1に記載の電気手術装置。

【0061】〔付記6〕高周波電流の出力中に、生体情報を取得する付記3又は5に記載の電気手術装置。

【0062】〔付記7〕高周波電流の停止中に、生体情報を取得する付記3又は5に記載の電気手術装置。

【0063】〔付記8〕生体情報が、生体組織の電気パラメータであることを特徴とした付記3、5、6、7のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0064】〔付記9〕生体情報が、生体組織の温度であることを特徴とした付記3、5、6、7のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0065】〔付記10〕生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流により測定する付記8に記載の電気手術装置。

【0066】〔付記11〕生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流とは別の検知用電流で測定することを特徴とした付記8に記載の電気手術装置。

【0067】〔付記12〕生体組織の電気パラメータはインピーダンスであることを特徴とした付記8、10、11のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0068】〔付記13〕生体組織の電気パラメータは電流であることを特徴とした付記8、10、11のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0069】〔付記14〕各回の各出力また各出力停止時の生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記3、5～13のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0070】〔付記15〕生体情報が、予め定められた閾値より大きくなる、あるいは小さくなった場合に、凝固状態の判断を行う付記14に記載の電気手術装置。

【0071】〔付記16〕各出力また各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを基に、凝固状態の判断を行う付記14に記載の電気手術装置。

【0072】〔付記17〕各出力また各出力停止時の生体情報の初期値を基に、凝固状態の判断を行う付記14に記載の電気手術装置。

【0073】〔付記18〕複数回の各出力また各出力停止時の生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記3、5～13のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0074】〔付記19〕各出力また各出力停止時の生体情報と、一回目の各出力また各出力停止時の生体情報

を比較することにより凝固状態の判断を行なうことを特徴とした付記18に記載の電気手術装置。

【0075】(付記20) 各出力また各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回目の各出力また各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記19に記載の電気手術装置。

【0076】(付記21) 各出力の出力開始時の生体情報と、一回目の出力の出力開始時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記19に記載の電気手術装置。

【0077】(付記22) 各出力開始また各出力停止時の生体情報と、一回前の出力開始また出力停止時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記18に記載の電気手術装置。

【0078】(付記23) 各出力また各出力停止時の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回前の出力また出力停止時出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記22に記載の電気手術装置。

【0079】(付記24) 各出力の出力開始時の生体情報と、一回前の出力の出力開始時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記22に記載の電気手術装置。

【0080】(付記25) 高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流の出力を変更する出力変更手段と、生体組織の凝固状態を判断する凝固状態判断手段と、前記高周波電流の出力を可変させるように前記出力変更手段を制御するもので、第1の出力と、前記第1の出力より小さい第2の出力を、交互に出力する様に前記出力変更手段を制御し、手術具に前記高周波電流を供給する制御手段とを有し、前記制御手段は、前記出力変更手段における前記高周波電流の第1、第2の出力の切り替えを、前記凝固状態判断手段からの情報により決定することを特徴とする電気手術装置。

【0081】(付記26) 前記第2の出力が、実質的に組織の温度上昇を起こさない程度の出力である付記25に記載の電気手術装置。

【0082】(付記27) 前記凝固状態判断手段からの情報を表示する付記25又は26に記載の電気手術装置。

【0083】(付記28) 前記凝固状態判断手段が、生体情報を基に凝固状態を判断する付記25～27のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0084】(付記29) 前記凝固状態判断手段が、繰り返し回数を基に凝固状態を判断する付記25～27のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0085】(付記30) 前記凝固状態判断手段が、繰り返し回数と生体情報を基に凝固状態を判断する付記25～27のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0086】(付記31) 第1の高周波電流出力中に、生体情報を取得する付記28又は30に記載の電気手術装置。

【0087】(付記32) 第2の高周波電流出力中に、生体情報を取得する付記28又は30に記載の電気手術装置。

【0088】(付記33) 生体情報が、生体組織の電気パラメータであることを特徴とした付記28、30、31、32のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0089】(付記34) 生体情報が、生体組織の温度であることを特徴とした付記28、30、31、32のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0090】(付記35) 生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流により測定する付記33に記載の電気手術装置。

【0091】(付記36) 生体組織の電気パラメータを処置用の高周波電流とは別の検知用電流で測定することを特徴とした付記33に記載の電気手術装置。

【0092】(付記37) 生体組織の電気パラメータはインピーダンスであることを特徴とした付記33、35、36のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0093】(付記38) 生体組織の電気パラメータは電流であることを特徴とした付記33、35、36のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0094】(付記39) 各回の第1または第2の出力中での生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記27、29～38のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0095】(付記40) 生体情報が、予め定められた閾値より大きくなる、あるいは小さくなった場合に、凝固状態の判断を行う付記39に記載の電気手術装置。

【0096】(付記41) 各回の第1または第2の出力中での生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを基に、凝固状態の判断を行う付記39に記載の電気手術装置。

【0097】(付記42) 各回の第1または第2の出力中での生体情報の初期値を基に、凝固状態の判断を行う付記39に記載の電気手術装置。

【0098】(付記43) 複数回の第1または第2の出力中での生体情報を基に、凝固状態の判断を行う付記27、29～38のいずれか1つに記載の電気手術装置。

【0099】(付記44) 各回の第1または第2の出力時の生体情報と、一回目の第1または第2の出力時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記43に記載の電気手術装置。

【0100】(付記45) 各回の第1または第2の出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回目の第1または第2の出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記44に記載の電気手術装置。

【0101】(付記46)各回の第1または第2の出力の出力開始時の生体情報と、一回目の第1または第2の出力の出力開始時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記44に記載の電気手術装置。

【0102】(付記47)各回の第1または第2の出力時の生体情報と、一回前の第1または第2の出力時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記43に記載の電気手術装置。

【0103】(付記48)第1または第2の出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つと、一回前の第1または第2の出力の生体情報の最大値と最小値の少なくとも一つを比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記47に記載の電気手術装置。

【0104】(付記49)第1または第2の出力の出力開始時の生体情報と、一回前の第1または第2の出力の出力開始時の生体情報を比較することにより凝固状態の判断を行うことを特徴とした付記47に記載の電気手術装置。

【0105】(付記50)高周波電流を発生する高周波電流発生手段と、前記高周波電流を変化させて出力することが可能な高周波電流出力手段と、前記高周波電流を生体組織に付与して生じた前記生体組織の凝固状態を表す前記生体組織の物理的状态を検出する検出手段と、第1の出力値と第2の出力値の高周波電力の高周波電流を交互に繰り返し出力するとともに、前記検出手段の検出結果に基づいて前記第2の出力値の高周波電力の高周波電流を出力するように前記高周波出力手段を制御する制御手段と、を備えたことを特徴とする高周波電気手術装置。

【0106】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、高周波電流を制御することによって、生体組織の確実な凝固を行い、炭化を防止し、組織の電極への付着を軽減できる電気手術装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の電気手術装置の構成を示す構成図。

【図2】図1における高周波焼灼電源の構成を示す構成図。

【図3】図1における高周波焼灼電源の第1の作用を説明する説明図。

【図4】図1における高周波焼灼電源の第2の作用を説明する説明図。

【図5】図2の制御回路の制御の流れを示すフローチャ

ート。

【図6】図1における高周波焼灼電源の第3の作用を説明する説明図。

【図7】図1における高周波焼灼電源の第4の作用を説明する説明図。

【図8】図1における高周波焼灼電源の第5の作用を説明する説明図。

【図9】図1における高周波焼灼電源の第6の作用を説明する説明図。

10 【図10】図1における高周波焼灼電源の他の構成例を示す構成図。

【図11】図1における高周波焼灼電源の他の構成例を示す構成図。

【図12】図1における高周波焼灼電源の第7の作用を説明する説明図。

【図13】本発明の第2の実施の形態の電気手術装置における、高周波焼灼電源の構成を示す構成図。

【図14】図13の高周波焼灼電源の第1の作用を説明する説明図。

20 【図15】図13の高周波焼灼電源の第2の作用を説明する説明図。

【図16】図13の高周波焼灼電源の第3の作用を説明する説明図。

【図17】図13の高周波焼灼電源の第4の作用を説明する説明図。

【図18】図13の高周波焼灼電源の第5の作用を説明する説明図。

【図19】図13の高周波焼灼電源の第6の作用を説明する説明図。

30 【符号の説明】

1…電気手術装置

2…高周波焼灼電源

3…電極

4…患者

5…フットスイッチ

6…電源回路

7…高周波発生回路

8…波形回路

9…出力トランス

40 10…電流センサ

11…電圧センサ

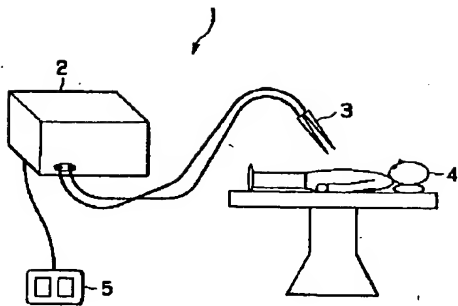
12…A/Dコンバータ

13…制御回路

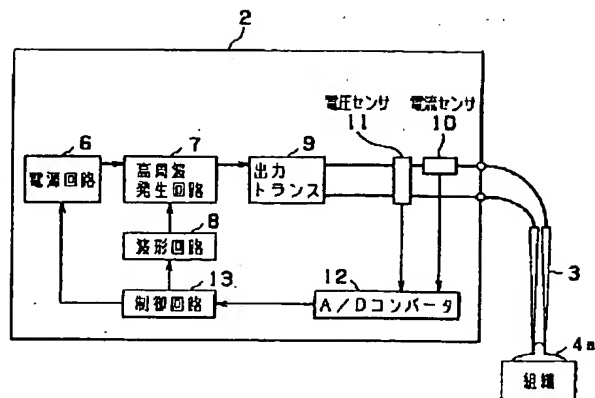
14…検知用高周波発生回路

15…電源回路

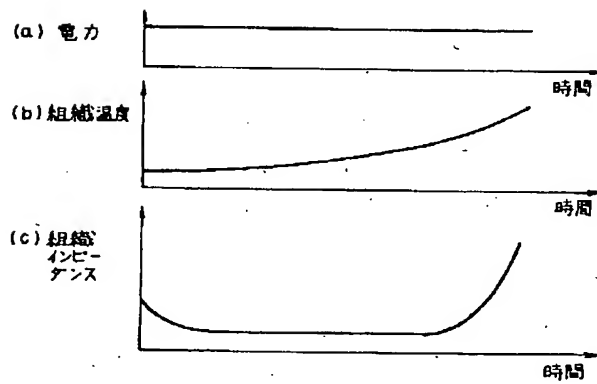
【図1】



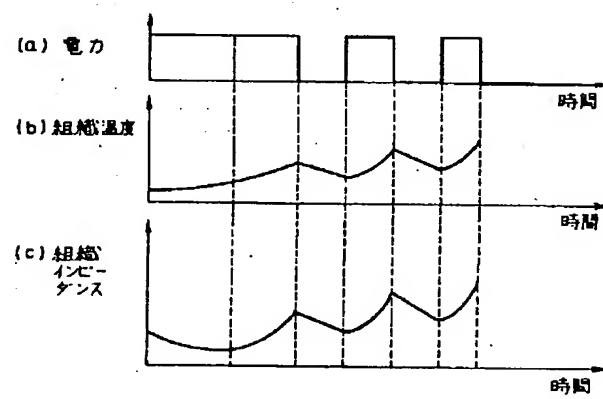
【図2】



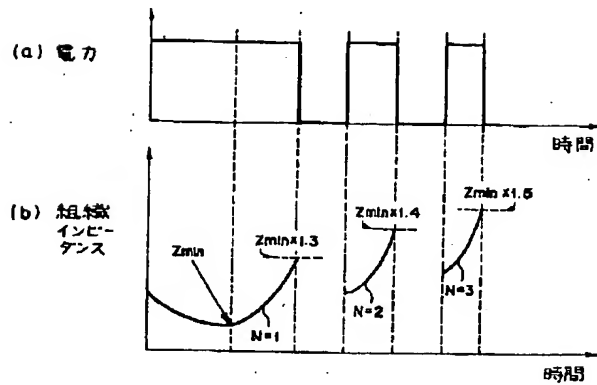
【図3】



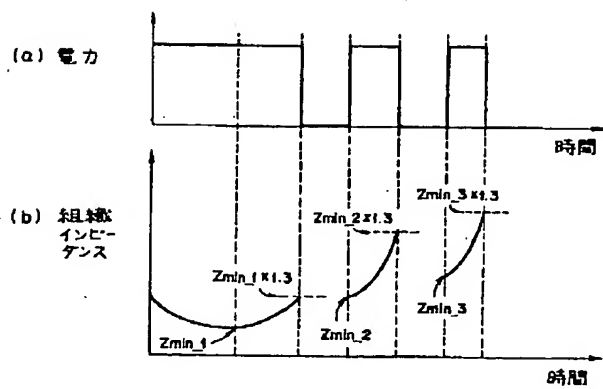
【図4】



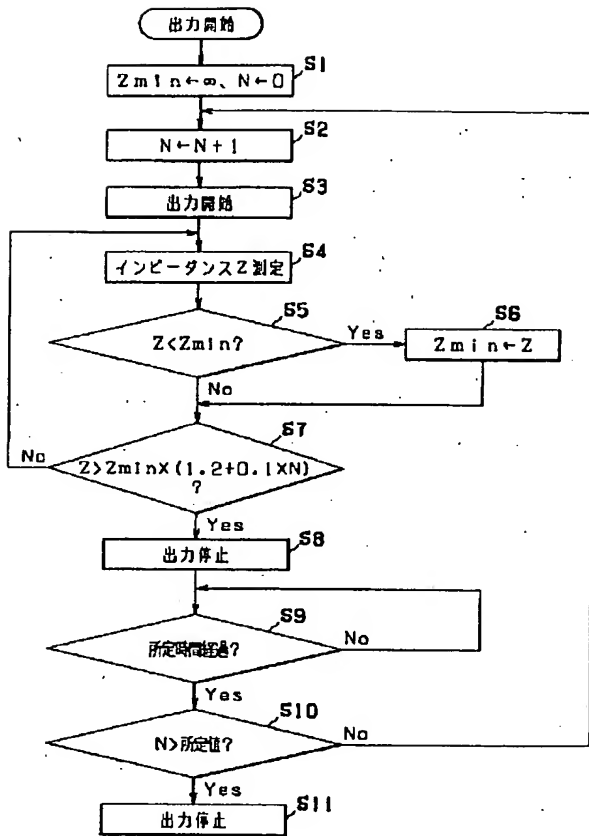
【図6】



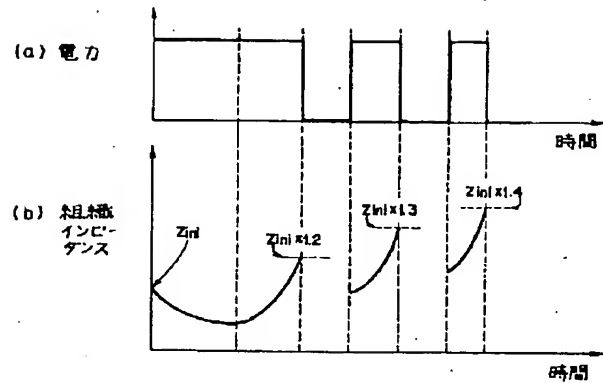
【図7】



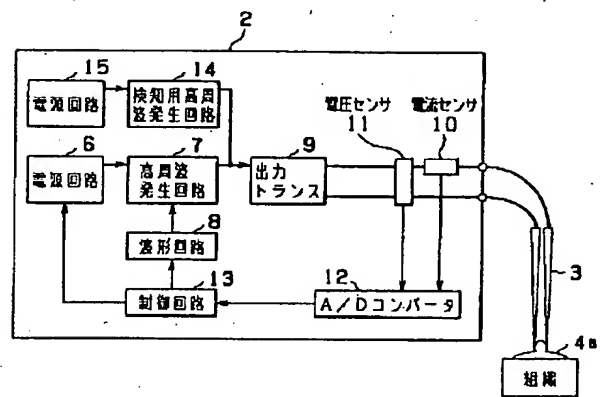
【図5】



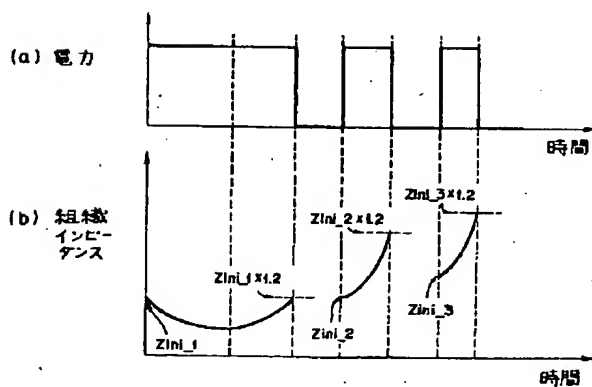
【図8】



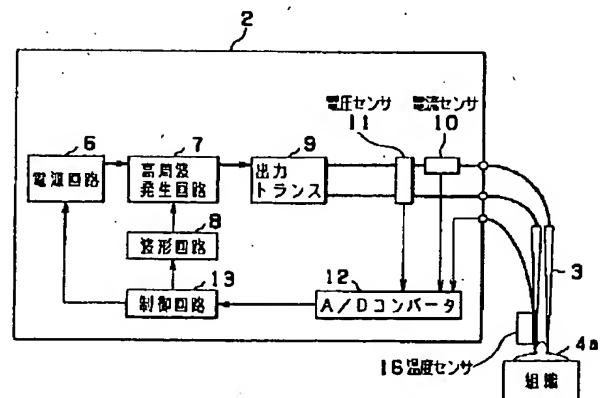
【図10】



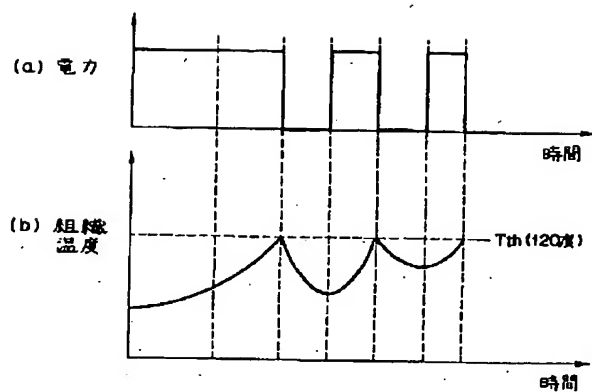
【図9】



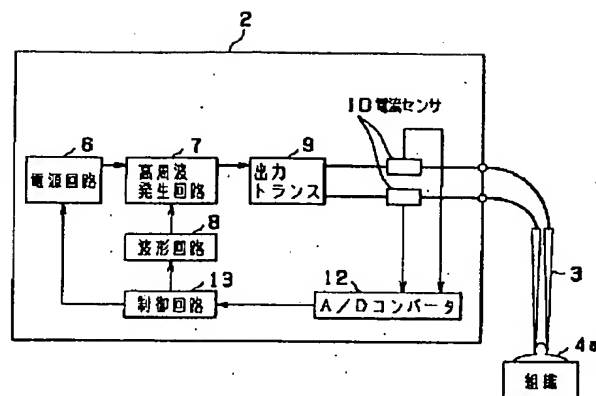
【図11】



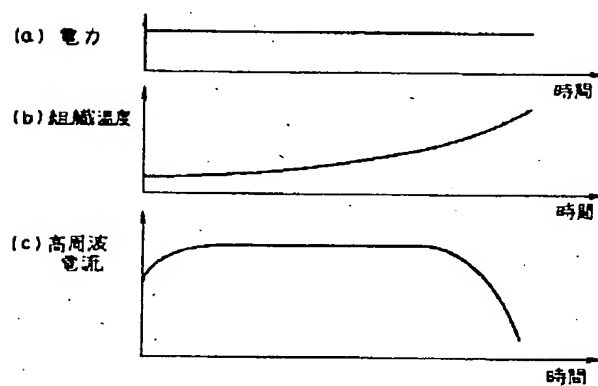
【図12】



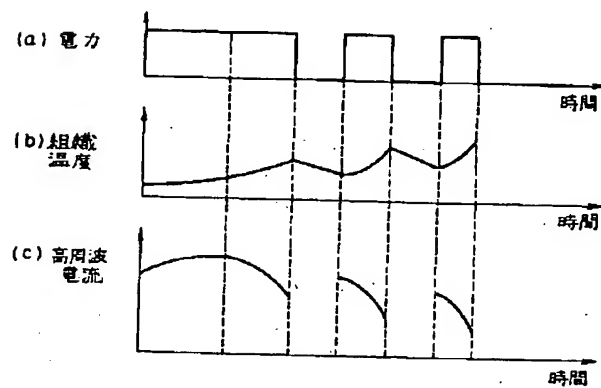
【図13】



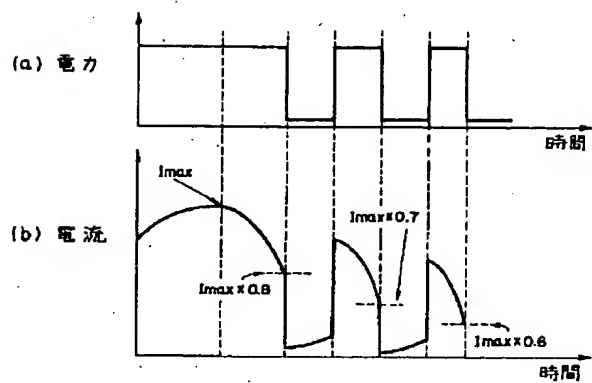
【図14】



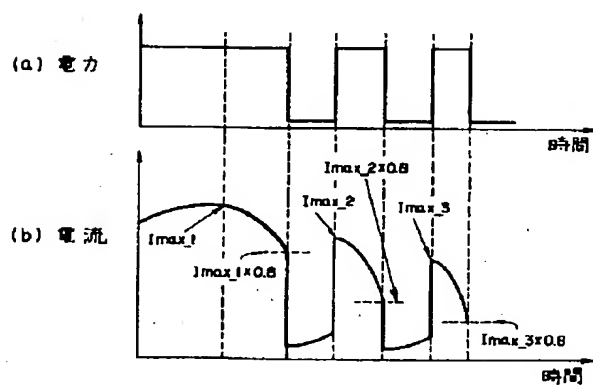
【図15】



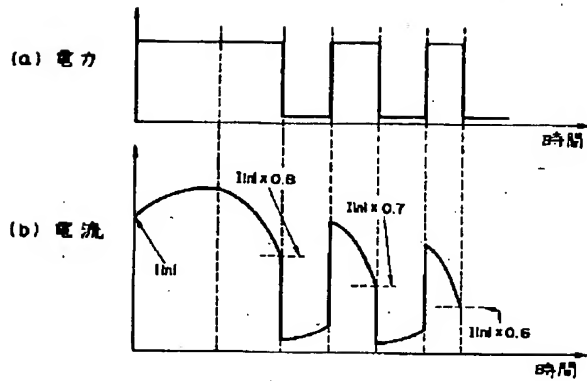
【図16】



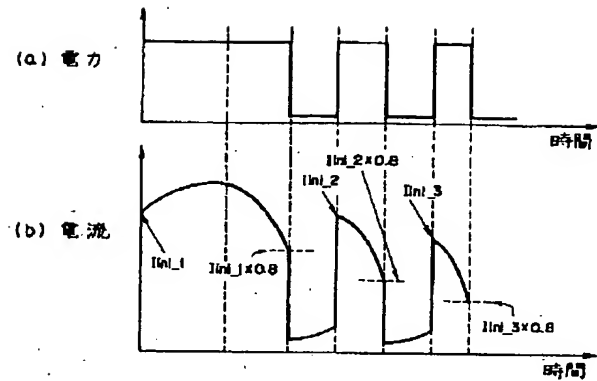
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(72)発明者 肘井 一也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 八田 信二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 山内 幸治

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C060 KK04 KK10 KK12 KK23